



①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 199 30 408 A 1**

⑥① Int. Cl. 7:
A 61 B 17/00
A 61 B 19/00

②① Aktenzeichen: 199 30 408.4
②② Anmeldetag: 2. 7. 1999
④③ Offenlegungstag: 4. 1. 2001

DE 199 30 408 A 1

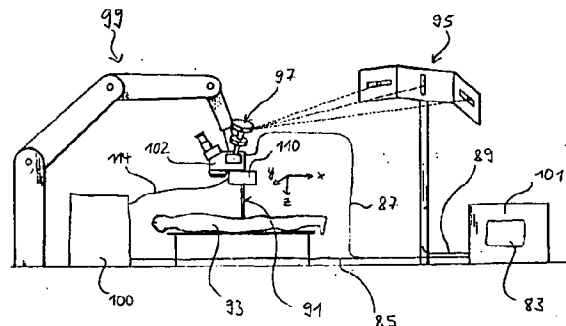
⑦① Anmelder:
Fa. Carl Zeiss, 89518 Heidenheim, DE

⑦② Erfinder:
Hauger, Christoph, Dr., 73431 Aalen, DE; Kaschke,
Michael, Dr., 73447 Oberkochen, DE; Luber,
Joachim, 73457 Essingen, DE; Krause-Bonte,
Margit, 73432 Aalen, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤④ OCT-gestütztes Chirurgesystem

⑤① Ein OCT-gestütztes Chirurgesystem umfaßt ein OCT-Modul (100), welches einen Oberflächenscanner (110) umfaßt, dessen Position von einer Positionserfassungseinheit (95, 97) erfaßbar ist, und eine Auswerte- und Anzeigeeinheit (101), welche mit dem OCT-Modul (100) und der Positionserfassungseinheit (95, 97) verbunden ist, um ein vom OCT-Modul (100) erfaßtes gewebedifferenziertes Tomogramm einer Probe (93) mit präoperativ erstellten Probandaten korrelieren zu können.



DE 199 30 408 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein OCT-gestütztes Chirurgesystem und einen Weglängenvariator für ein Interferometer, welches in einem OCT-gestützten Chirurgesystem angeordnet sein kann.

Ein OCT-gestütztes Chirurgesystem ist z. B. aus der US 5,795,295 bekannt.

Die Erfindung geht aus den beiliegenden Ansprüchen und aus der Figurenbeschreibung hervor.

Die Erfindung wird anhand von Ausführungsbeispielen mit Hilfe der folgenden Figuren erläutert:

Es zeigen:

Fig. 1 ein erfindungsgemäßes OCT-gestütztes Chirurgesystem in schematischer Darstellung;

Fig. 2 eine blockdiagrammartige Darstellung des Chirurgesystems für navigationsgestützte Wirbelsäulenoperationen;

Fig. 3 eine weitere Ausführungsform eines erfindungsgemäßen OCT-gestützten Chirurgesystems in schematischer Darstellung;

Fig. 4 eine schematische Darstellung des Ablaufs der automatischen Referenzierung mit einem erfindungsgemäßen OCT-gestützten Chirurgesystem;

Fig. 5 eine schematische Darstellung zur Erzeugung einer A-Scan-Musterstreuksurve von Knochengewebe zur Verwendung für eine Gewebedifferenzierung mit einem erfindungsgemäßen OCT-gestützten Chirurgesystem; und

Fig. 6 ein Weglängenvariator für den Referenzarm eines vom erfindungsgemäßen Chirurgesystem umfaßten Michelson-Interferometers, welcher eine kurze Referenzierungsmeßzeit ermöglicht.

In Fig. 1 ist ein erfindungsgemäßes OCT-gestütztes Chirurgesystem am Beispiel einer navigationsunterstützten Wirbelsäulenoperationen schematisch dargestellt.

An einem gelenkigen Stativ 99 ist ein Operationsmikroskop 102 verschieb- und verschwenkbar angeordnet. Die jeweilige Position und Orientierung des Operationsmikroskops 102 wird von einer der Komponenten 97 und 95 umfassenden Positionserfassungseinheit bestimmt. Eine derartige Positionserfassungseinheit ist z. B. aus der DE 198 37 152 A1 bekannt.

Ein OCT-Modul 100 ist über eine Leitung 114 mit einem an dem Operationsmikroskop 102 angeordneten X/Y-Scanner 110 verbunden. Der X/Y-Scanner bzw. Oberflächenscanner 110 kann einen OCT-Strahl in X- und Y-Richtung entsprechend dem in Fig. 1 eingezeichneten kartesischen Koordinatensystem verschieben und dadurch die Oberfläche eines Patienten 93, z. B. dessen offenliegende Operationswunde, in X- und Y-Richtung abtasten.

Die Leitung 114 umfaßt sowohl eine Datenleitung als auch mindestens eine Lichtleitfaser, über welche OCT-Strahlungsimpulse kurzer Kohärenzlänge und ggf. die Strahlung eines im OCT-Modul 100 integrierten Ziel- bzw. Aiming-Lasers zum X/Y-Scanner 110 transportiert wird. Dadurch kann der X/Y-Scanner 110 einen Patienten 93 mit einem vorzugsweise im Infraroten liegenden OCT-Strahl 91 abtasten. Zusätzlich und kollinear zu dem OCT-Strahl 91 kann der X/Y-Scanner bzw. Oberflächenscanner 110 auch einen sichtbaren Aiming-Laserstrahl zu dem Patienten 93 hin emittieren.

Eine Auswerte- und Anzeigeeinheit 101 (im folgenden auch als Planungscomputer 101 bezeichnet) ist über Datenleitungen 89, 87 und 85 mit der Positionserfassungseinheit, dem Operationsmikroskop 102 und dem OCT-Modul 100 verbunden. Durch die Verknüpfung der vom OCT-Modul 100 gelieferten Information bzgl. der Patiententopographie und der von der Positionserfassungseinheit gelieferten In-

formation über die Lage des Operationsmikroskops 102 und damit des Oberflächenscanners 110 kann der Planungscomputer 101 die Lage des Operationsmikroskops 102 relativ zum Patienten 93 zeitaufgelöst bestimmen.

Der Planungscomputer 101 umfaßt einen Bildschirm 83, auf dem z. B. die momentane Lage des Operationsmikroskops 102 oder die momentane Lage eines von der Positionserfassungseinheit detektierbaren chirurgischen Werkzeugs relativ zur momentanen Position des Patienten 93 in einem präoperativ erstellten CT-Bild des Patienten 93 darstellbar ist. Der Planungscomputer 101 kann dem Chirurgen Lage- und Navigationsinformation zur Verfügung stellen, die ihm ein schnelles, genaues und sicheres Operieren ermöglicht.

Vor der eigentlichen Operation werden mittels Computertomographie (CT) von der Wirbelsäule des Patienten CT-Daten aufgenommen. Diese CT-Daten werden auf dem Planungscomputer 101 in Form von zwei- und dreidimensionalen Datensätzen gespeichert. Insbesondere sind die Oberflächenkoordinaten der Knochenstrukturen bekannt.

Der Chirurg nutzt diese CT-Daten für die Planung der Operation. So können beispielsweise Positionen von Schrauben zur Versteifung der Wirbelsäule direkt in die CT-Darstellung eingezeichnet werden. Zu Beginn des chirurgischen Eingriffs wird der für die Operation relevante Teil der Wirbelsäule durch den Chirurgen freipräpariert. Ist dies abgeschlossen, folgt die sogenannte Referenzierung: Das Koordinatensystem des Patienten 93 im Operationsaal muß in das Koordinatensystem der CT-Daten im Planungscomputer 101 transformiert werden. Nur wenn diese Zuordnung der beiden Koordinatensysteme bekannt ist, kann die Operation navigationsgestützt erfolgen. In diesem Fall kann die augenblickliche Position von chirurgischen Instrumenten in die CT-Daten eingeblendet werden. Des weiteren kann der Chirurg vom Planungscomputer an einen bestimmten anatomischen Ort geführt werden (→ Navigation).

In der vorliegenden Erfindung wird das Verfahren der optischen Kohärenztomographie (OCT) zur automatischen Referenzierung bei Operationen an der Wirbelsäule eingesetzt. Wie z. B. in der EP 0 581 871 B1 beschrieben, können mit Hilfe der optischen Kohärenztomographie Schnittbilder von biologischen Proben vermessen werden (optischer Ultraschall). Darüber hinaus eignet sich die OCT auch als Abstandssensor mit einer Genauigkeit im Bereich von einigen Mikrometern. Zur Durchführung der Referenzierung mit Hilfe der OCT wird die Topographie des vom Chirurgen freipräparierten Wirbelkörpers mit Hilfe des OCT-Moduls 100 und des am Operationsmikroskop angebrachten Oberflächenscanners 110 vermessen. Im Anschluß daran wird ein Matching der OCT-Topographie an die CT-Topographie im Planungscomputer durchgeführt.

In der vorliegenden Erfindung wird OCT neben der beschriebenen Referenzierung zu Beginn der Operation auch zur kontinuierlichen bzw. On-line Referenzierung während der gesamten Operationsdauer verwendet. Patientenbewegungen aufgrund der Atmung und Verschiebungen der Wirbelkörper aufgrund der chirurgischen Behandlung können mit Hilfe dieser On-line-Referenzierung erfaßt werden.

Da die eigentlichen OCT-Interferenzsignale das optische Echo der Gewebestrukturen bis in Tiefen von ca. 2-3 mm enthalten, wird die OCT in der vorliegenden Erfindung zur Gewebedifferenzierung verwendet: Da die gespeicherten CT-Daten Knochenstrukturen enthalten, ist es zweckmäßig, wenn die OCT-Topographie ausschließlich Knochenpunkte enthält. Aus diesem Grund wird nach der Vermessung der OCT-Topographie eine Gewebedifferenzierung durchgeführt, bei der durch geeignete Auswertung der OCT-Interferenzsignale ausschließlich die Knochenpunkte für die An-

passung an die CT-Daten verwendet werden. Zusammenfassend wird das OCT-gestützte Chirurgesystem somit zum einem als Oberflächensensor, zum anderen zur Gewebedifferenzierung eingesetzt.

Im folgenden werden die einzelnen Systemkomponenten näher beschrieben.

Wie oben erwähnt enthält der Planungscomputer 101 die CT-Patientendaten. Dieser Planungscomputer 101 kommuniziert mit dem Operationsmikroskop 102 und mit dem OCT-Modul 100. Ferner enthält der Computer 101 die Matching-Software, die eine Anpassung der gemessenen Koordinaten der OCT-Topographie an die CT-Topographie durchführt, d. h. die vom OCT-Modul 100 erfaßte Patiententopographie mit den CT-Daten korreliert und zur Übereinstimmung bringt.

In das Operationsmikroskop 102 integriert ist ein Oberflächenscanner 110 mit geeigneten Scanvorrichtungen zur Ablenkung des OCT-Meßstrahls 91 in zwei Richtungen X und Y, sowie einer geeigneten Optik zur Abbildung des Meßstrahls auf die Probenoberfläche. Die Position des Operationsmikroskops wird in bekannter Weise mittels der Positionserfassungseinheit 95, 97 erfaßt. Die Koordinaten des jeweils aktuellen Scanortes auf der Probe bzw. dem Patienten 93 sind dem Planungscomputer 101 somit zu jeder Zeit bekannt.

Das OCT-Modul umfaßt ein Michelson-Interferometer 108, eine kurzkohärente Lichtquelle 107, einen Aiming-Laser 106 zur Sichtbarmachung des augenblicklichen Scanortes auf der Probe, eine Vorrichtung 109 zur Weglängenänderung des Referenzzweiges 115, eine Photodiode 105 zur Detektion des Interferenzsignals sowie einer geeigneten Auswerteelektronik 104 zur Verarbeitung des Interferenzsignals. Der Probenzweig 114 umfaßt den oben beschriebenen Oberflächenscanner 110.

Die Detektion eines Interferenzsignals erfolgt in bekannter Weise: Aufgrund der kurzen Kohärenzlänge der Lichtquelle wird ein Interferenzsignal nur dann detektiert, wenn die optischen Weglängen des Proben- 114 und Referenzzweiges 115 gleich lang sind. Die Vermessung einer OCT-Topographie erfolgt nun in der folgenden Weise: Die Länge des Referenzzweiges 115 wird mit dem Weglängenvariator 109 periodisch verändert, wodurch der Patient 93 vom OCT-Strahl 91 in Z-Richtung abgetastet wird. Die Weglängenvariation liegt für eine Wirbelsäulenoperation typischerweise bei ca. 50 mm und ist im wesentlichen durch die Höhenvariation zwischen Dornfortsatz und Lamina links und rechts eines Wirbelkörpers gegeben.

Synchron zu dieser Z-Weglängenvariation wird die Probenoberfläche mit dem Oberflächenscanner 110 in X- und Y-Richtung abgetastet. Typische Scanfelder liegen für die X- und Y-Richtung ebenfalls bei ca. 50 mm. Insgesamt wird somit ein Volumen von ca. 50 mm x 50 mm x 50 mm vermessen. Eine halbe Periode der Weglängenvariators 109 wird im folgenden als A-Scan bezeichnet. Jeder A-Scan enthält zum einen die Koordinaten des Oberflächenpunkte (X, Y), zum anderen enthält jeder A-Scan aufgrund der Eindringtiefe des Meßlichtes in die Probe Informationen über den Gewebetyp (Z-Informationen). Die Z-Auflösung wird durch die Kohärenzlänge der Lichtquelle 107 bestimmt und liegt bei den verfügbaren Lichtquellen typischerweise bei ca. 10 µm. Das analoge Interferenzsignal der Auswerteelektronik wird durch einen AD-Wandler 111 in ein digitales Signal umgewandelt. Die Koordinaten der vermessenen Oberflächenpunkte werden berechnet. Eine Gewebedifferenzierung wird durchgeführt und die Koordinaten der verbleibenden Knochenoberflächenpunkte werden an den Planungscomputer 101 weitergegeben.

Das OCT-Modul ist in Fig. 2 in weitere Soft- und Hard-

warekomponenten aufgeteilt:

Die Software 112 kann in die Pakete User Interface, Hardware DLLs, Imager Software sowie Kommunikation mit Planungscomputer eingeteilt werden. Die einzelnen Funktionen sind in Fig. 2 kurz beschrieben.

Fig. 3 zeigt eine weitere Ausführungsform eines OCT-gestützten Chirurgesystems. Im Unterschied zum OCT-gestützten Chirurgesystem von Fig. 1 wird in diesem Fall kein Operationsmikroskop 102 verwendet. Der Oberflächenscanner 110 ist zusammen mit dem OCT-Modul 100 unmittelbar am Stativ 99 angeordnet und trägt die Komponente 97 der Positionserfassungseinheit. Ansonsten sind alle Funktionen und auch der Ablauf der eigentlichen Referenzierung analog zum Chirurgesystem der Fig. 1 und 2.

Im folgenden wird die technische Realisierung der Referenzierung mit dem Chirurgesystem der Fig. 1 und 2 beschrieben. Die einzelnen Schritte des Referenzierungsablaufs sind in Fig. 4 zusammengefaßt. Der Referenzierungsablauf kann in drei Phasen eingeteilt werden: 1. Die Erstellung des Planungs-CT 305, 2. die Anfangsreferenzierung 306 zu Beginn der Operation sowie 3. die On-line-Referenzierung 307 während der Operation.

1) Planungs-CT (305)

Im ersten Schritt erfolgt vor der eigentlichen Operation eine Vermessung der Wirbelsäule des Patienten mittels CT. Die CT-Daten werden auf dem Planungscomputer 101 gespeichert. Der Chirurg führt an diesem CT-Datensatz die Planung des Eingriffs durch. Danach ist dem Planungscomputer 101 bekannt, an welchem Wirbelkörper die navigationsgestützte Operation erfolgen soll. Im nächsten Schritt wird ein Justierareal 301 festgelegt. Das Justierareal dient zur Eingrenzung des für die Referenzierung relevanten Knochenareals. Die Bestimmung des Justierareals kann entweder automatisch durch den Planungscomputer oder manuell durch den Arzt erfolgen. Anschließend werden mindestens drei Scanlinien 302, 303 304 auf dem Wirbelkörper bestimmt, deren Oberflächenkoordinaten in der nachfolgenden OCT-Referenzierung vermessen werden sollen. Auch die Festlegung dieser Scanlinien kann entweder automatisch durch die Software des Planungscomputers oder manuell durch den Chirurgen erfolgen. Diese drei Scanlinien liegen idealerweise auf dem Dornfortsatz sowie auf der rechten und linken Lamina des zu referenzierenden Wirbelkörpers. Da jede Scanlinie aus mehreren OCT-A-Scans besteht werden die Scanlinien im folgenden als B-Scanlinien bezeichnet. Die B-Scanlinien sind idealerweise als Kreise ausgebildet, um mit möglichst wenigen A-Scans einen möglichst großen Bereich der Knochenoberfläche abzudecken. Die Größe und Position der B-Scanlinien sind in Fig. 4 dargestellt. Als Ergebnis der Phase Planungs-CT sind dem Planungscomputer 101 die Größe des Justierareals sowie die Größe und Position der B-Scanlinien bekannt.

2) Anfangsreferenzierung (306)

Die Durchführung der Anfangsreferenzierung findet im Operationssaal statt. Der Patient befindet sich in Nar- kose und ist auf dem OP-Tisch positioniert. Der Chirurg präpariert den für die Operation relevanten Bereich der Wirbelsäule frei. Insbesondere der Dornfortsatz und die Lamina links und rechts des zu referenzierenden Wirbelkörpers sind freipräpariert. Die Oberfläche der freipräparierten Strukturen bestehen aus verschiedenen Gewebetypen. Die Oberfläche der Lamina rechts und links und der Dornfortsatz bestehen hauptsächlich aus Knochengewebe, während im Umfeld auch Fett, Muskel und Bandgewebe vorliegen. Im er-

Nach Abschluß der Gewebedifferenzierung stehen die Koordinaten (X, Y, Z) der Knochenoberflächenpunkte im

Die Meßgeschwindigkeit des Chirurgiesystems wird durch den Weglängenviator **109** bestimmt. Die Frequenz, mit der die gesamte Z-Weglängendifferenz durchfahren wird bestimmt die Frequenz, mit der Oberflächenpunkte vermessen werden können. Ziel ist eine On-line-Referenzierung während der Operation. Eine Vermessung der Oberfläche topographie während der On-line-Referenzierung sollte in einer Sekunde abgeschlossen sein. In dieser Zeit müssen die drei B-Scanlinien **302, 303, 304** vermessen werden. Wie oben erwähnt muß für die Gewebedifferenzierung eine hinreichend dichte Abtastung der Oberflächenpunkte erfolgen. Rechnet man mit hundert Oberflächenpunkte pro Scanlinie so müssen dreihundert Oberflächenpunkte in einer Sekunde vermessen werden. Die Frequenz des Weglängenviators sollte deshalb 300 Hz oder mehr betragen. Typische Z-Höhendifferenzen zwischen Dornfortsatz und Lamina eines Wirbelkörpers liegen bei ca. 30–50 mm. Der Weglängenviator muß folglich einen Hub in Z-Richtung von mindestens 50 mm überstreichen, um alle relevanten Strukturen vermessen zu können. Die Schwierigkeit in der Reduzierung der Meßzeit liegt darin, einen großen Z-Hub (50 mm) in kurzer Zeit zu durchfahren. Nach Abschluß der Anfangsreferenzierung sind jedoch die tatsächlich auftretenden Z-Koordinaten des Wirbelkörpers bekannt, so daß durch Ausnutzung dieser Kenntnis nicht mehr der gesamte Tiefenbereich vermessen werden muß. Beim Weglängenviator der **Fig. 6** wird diese Kenntnis der tatsächlich vorkommenden Z-Koordinaten ausgenutzt, um so die Meßzeit zu reduzieren. Das aus der Faser **500** des Referenzzweiges **115** austretende Licht wird durch eine Linse **501** kollimiert und auf einen schwenkbaren Scanspiegel **502** geleitet. Dieser Scanner

502 lenkt das Licht um und koppelt es je nach Schwenkstellung in eine von drei verschiedenen faseroptischen Verzögerungsstrecken 504, 505, 506 ein. Die Einkopplung in die die faseroptischen Verzögerungsstrecken erfolgt durch Fokussierung mittels einer Linse 503. Die optische Weglänge der faseroptischen Verzögerungsstrecken nimmt von 504 bis 506 zu. Nach Durchlaufen der jeweiligen faseroptischen Verzögerungsstrecke erfolgt eine Kollimierung des Lichtes durch die Linse 507. Die kollimierte Strahlung trifft auf einen periodisch bewegten Spiegel 508. Wird nun mit diesem Weglängenvariator der Fig. 6 die Anfangsreferenzierung durchgeführt, so ist es – wie oben erwähnt – notwendig einen Tiefenbereich von ca. 50 mm zu vermessen. Der periodisch bewegte Spiegel 508 wird im gezeigten Fall der Fig. 6 mit einem Tiefenhub von ca. 17 mm periodisch bewegt. Synchron zu dieser Bewegung koppelt der Scanner 502 Licht in zeitlich aufeinanderfolgender Reihenfolge in die drei faseroptischen Verzögerungsstrecken 504 bis 506 ein. Die jeweilige Zunahme der optischen Weglänge beträgt gerade ca. 17 mm, so daß sich mit der gezeigten Anordnung die gewünschte Z-Weglängenänderung von $3 \times 17 \text{ mm} = 51 \text{ mm}$ erreichen läßt. Da der periodisch bewegte Spiegel 508 in diesem Fall nur ca. 17 mm Hub überstreichen muß, kann dieser Spiegel im Vergleich zu einem Hub von kompletten 50 mm erheblich schneller bewegt werden. Insbesondere sind nach der Anfangsreferenzierung die Oberflächenkoordinaten der B-Scanlinien des Wirbelkörpers bekannt. Liegen diese Oberflächenkoordinaten in einem Z-Tiefenbereich, der z. B. von nur zwei der drei optischen Verzögerungsstrecken erfaßt werden kann (z. B. durch 504 und 506), so kann bei der On-line-Referenzierung mit Hilfe des Scanner 502 das Licht ausschließlich in die Verzögerungsstrecken 504 und 506 eingekoppelt werden, was die effektive Meßzeit für die On-line-Referenzierung nochmals verkürzt. Im dargestellten Weglängenvariator der Fig. 6 sind drei Verzögerungsstrecken eingezeichnet. Eine Erhöhung der Zahl der Verzögerungsstrecken ist möglich und verstärkt den beschriebenen Effekt der Meßzeitverkürzung.

Patentansprüche

1. OCT-gestütztes Chirurgiesystem mit einem OCT-Modul (100), welches einen Oberflächenscanner (110) umfaßt, dessen Position von einer Positionserfassungseinheit (95, 97) erfaßbar ist, und mit einer Auswert- und Anzeigeeinheit (101), welche mit dem OCT-Modul (100) und der Positionserfassungseinheit (95, 97) verbunden ist, um ein vom OCT-Modul (100) erfaßtes Tomogramm einer Probe (93) mit präoperativ erstellten Probandaten korrelieren zu können.
2. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach Anspruch 1, wobei das OCT-Modul (100) ein gewebedifferenziertes Tomogramm der Probe (93) erstellt.
3. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach Anspruch 1 oder 2, wobei das OCT-Modul (100) ein Referenzierungsmodul umfaßt.
4. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach einem der Ansprüche 1–3, wobei die Auswert- und Anzeigeeinheit (101) ein Justierarealfestlegungsmodul umfaßt.
5. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach einem der Ansprüche 1–4, wobei die Auswert- und Anzeigeeinheit (101) ein Scanlinienfestlegungsmodul umfaßt.
6. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach Anspruch 5, wobei das Scanlinienfestlegungsmodul eine in sich geschlossene Scanlinien festlegt.
7. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach Anspruch 6, wobei das Scanlinienfestlegungsmodul eine Mehrzahl voneinander in Abstand angeordneter, in sich geschlos-

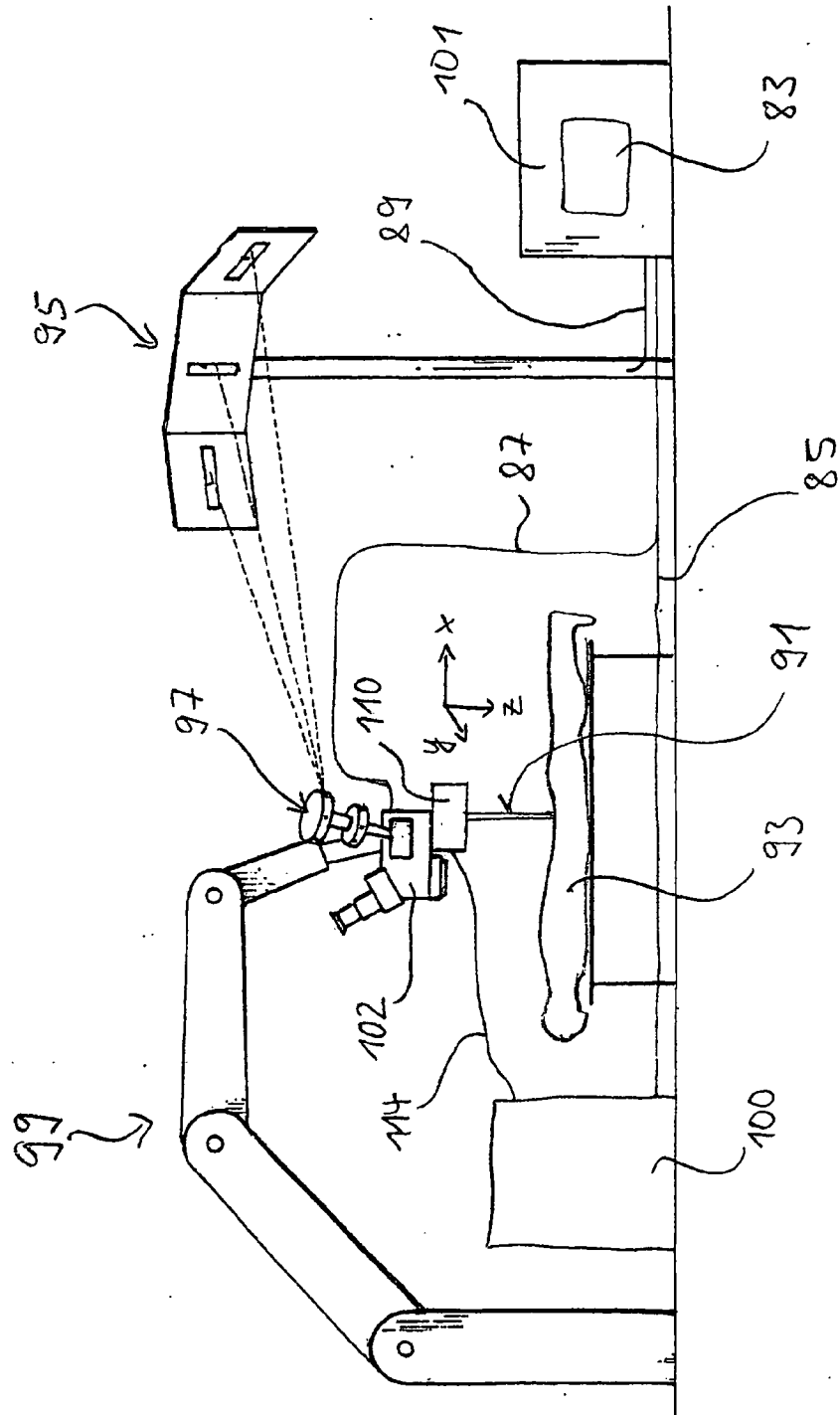
sener Scanlinien festlegt.

8. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach ein Anspruch 6 oder 7, wobei das Scanlinienfestlegungsmodul eine kreisförmige Scanlinie festgelegt.
9. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach einem der Ansprüche 1–8, wobei das OCT-Modul (100) ein den Oberflächenscanner (110) steuerndes Justierarealab-tastmodul aufweist.
10. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach einem der Ansprüche 1–9, wobei das OCT-Modul (100) einen Aiming-Laser (106) umfaßt.
11. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach Anspruch 10, wobei der Aiming-Laser (106) zum intraoperativen Darstellen von Konturen am Patienten ausgebildet ist.
12. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach einem der Ansprüche 1–11, wobei der Oberflächenscanner (110) an einem Operationsmikroskop (102) angeordnet ist.
13. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach Anspruch 12, wobei das den Oberflächenscanner (110) tragende Operationsmikroskop (102) an einem handgeführten Stativ (99) angeordnet ist.
14. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach einem der Ansprüche 1–11, wobei der Oberflächenscanner (110) unmittelbar an einem Stativ (99) angeordnet ist.
15. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach Anspruch 14, wobei das den Oberflächenscanner (110) tragende Stativ (99) handgeführt ist.
16. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach Anspruch 14, wobei das den Oberflächenscanner (110) tragende Stativ (99) motorisch verstellbar ist.
17. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach einem der Ansprüche 1–16, wobei das OCT-Modul (100) ein Michelson-Interferometer (108) mit einem Weglängenvariator (109) umfaßt, der eine Mehrzahl faseroptischer Verzögerungsstrecken (504, 505, 506) aufweist.
18. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach Anspruch 17, wobei der Weglängenvariator (109) einen schwenkbaren Scanspiegel (502) zur Einkopplung von Strahlung in die Mehrzahl der faseroptischen Verzögerungsstrecken (504, 505, 506) aufweist.
19. OCT-gestütztes Chirurgiesystem nach Anspruch 18, wobei an der vom Scanspiegel abgewandten Seite der faseroptischen Verzögerungsstrecken (504, 505, 506) ein verschiebbarer Reflektor angeordnet ist.
20. Weglängenvariator (109) mit mindestens einem der sich auf einen Weglängenvariator beziehenden Merkmale aus den Ansprüchen 17–19.

Hierzu 6 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

FIG. 1



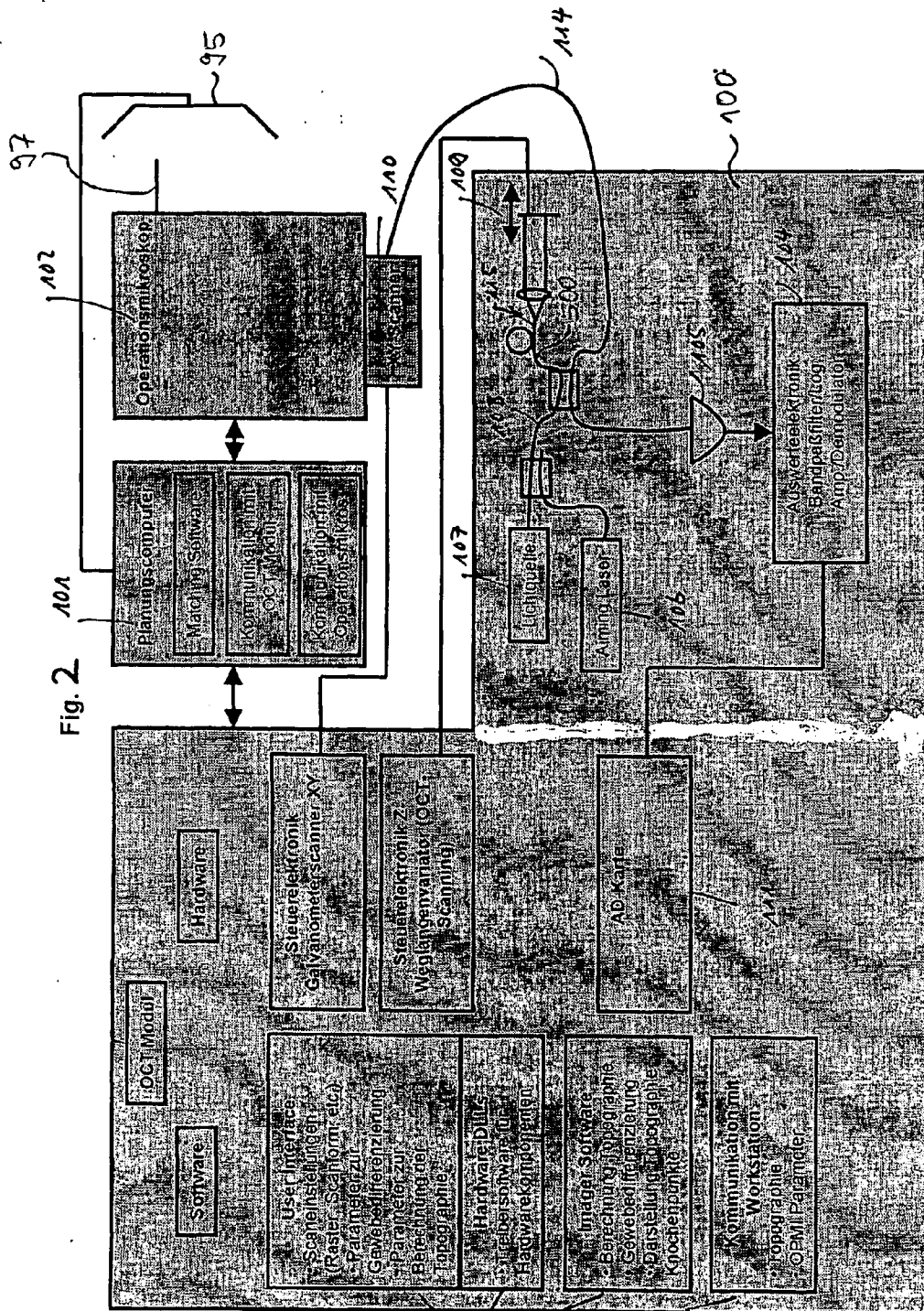


FIG.3

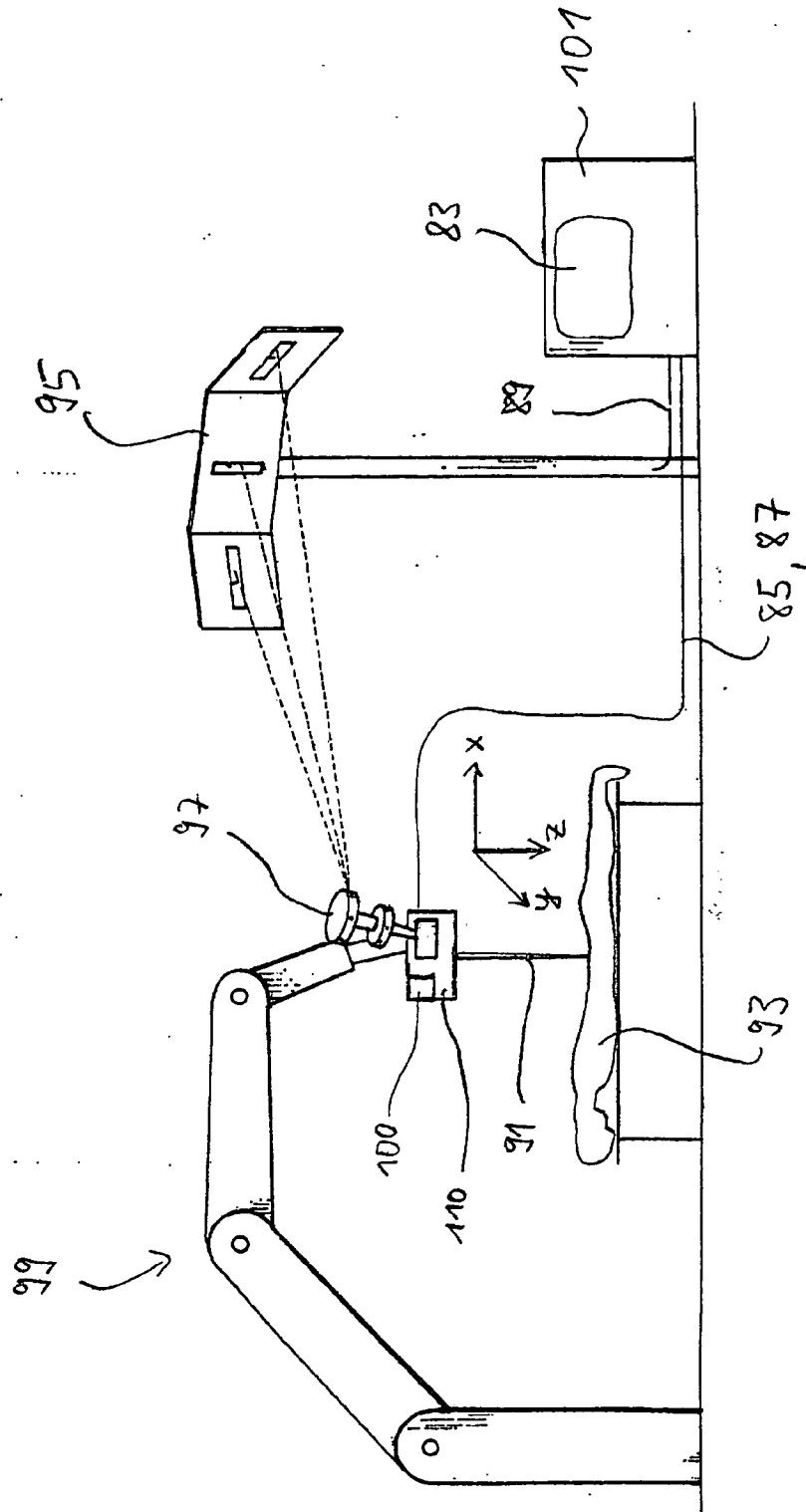


Fig. 4

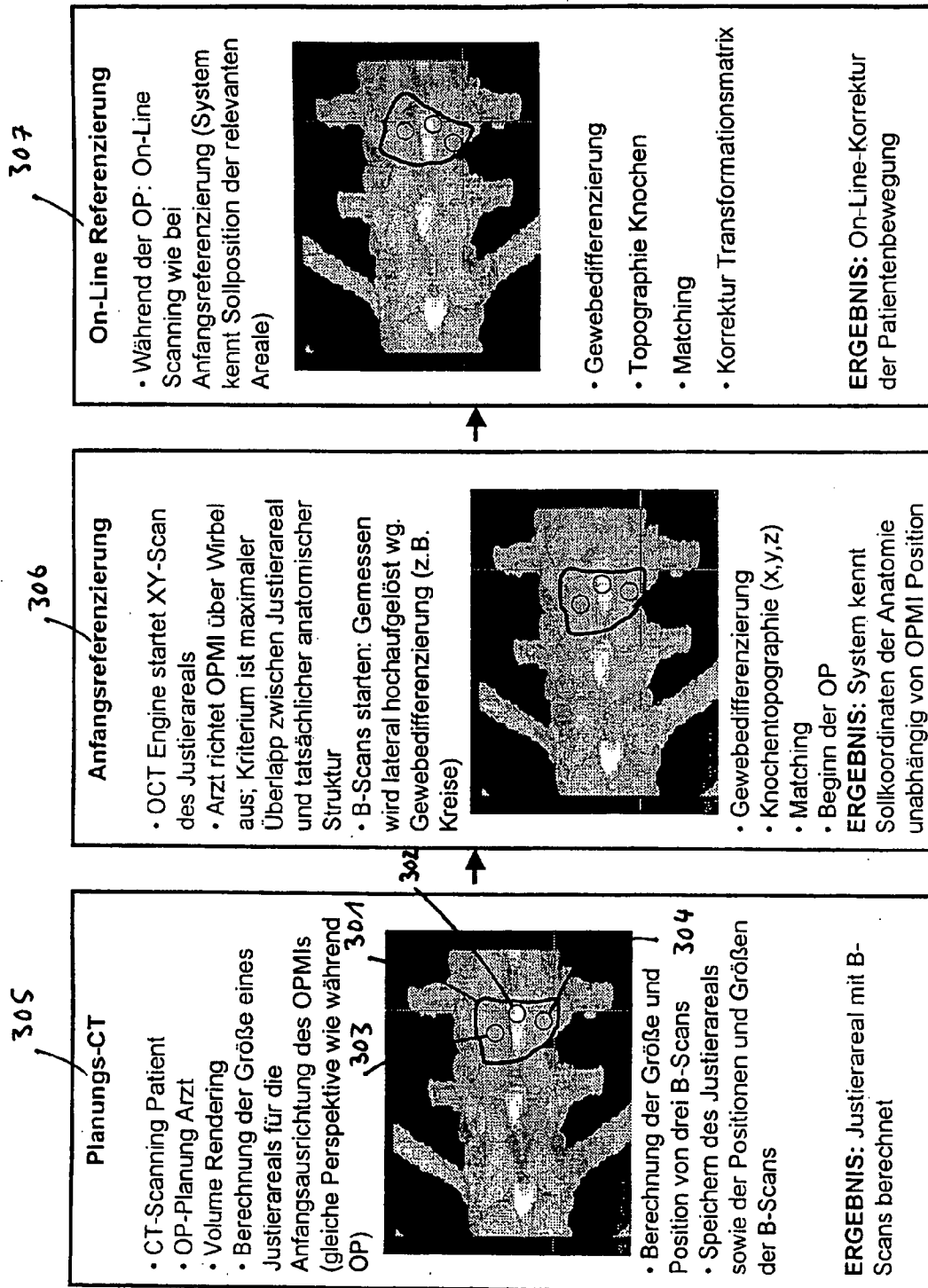


Fig. 5

